

РАСЧЕТНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ БАЗИСНЫХ СЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В СТОМАТОЛОГИИ

Ермаков А.И., Вякин В.Н., Луканенко В.Г. Родина Т.Н.
Самарский государственный аэрокосмический университет,
Самарский медицинский университет, г. Самара.

Базисные съемные протезы в настоящее время широко применяются в клинической практике при протезировании верхней и нижней челюстей человека. Для изготовления таких протезов наиболее чисто используются пластмассы типа фторакс, этакрил и др. Сравнительно низкая стоимость этих пластмасс, простота технологии изготовления протезов и определяет их широкое применение. Однако, такие протезы довольно часто выходят из строя вследствие разрушения пластмасс, особенно в местах концентрации напряжений, таких, как например место так называемой “узечки” в протезе верхней челюсти. Часто причинами таких поломок являются высокие уровни напряжений в материале, которые превышают допустимые значения при эксплуатации. Одним из путей упрочнения таких протезов, является их армирование, например стальными элементами. Выбор типа армирующего элемента и место его установки в протез является сложной задачей т.к. последний имеет довольно сложную геометрию и следовательно, сложное напряженно-деформированное состояние (НДС) при эксплуатации. Решать эту задачу экспериментально не целесообразно, из-за того, что для этого потребуется проведение дорогостоящих объемных экспериментальных исследований.

Целью настоящей работы является разработка методики расчета НДС базисных съемных протезов с помощью метода конечных элементов (МКЭ) [1], а также проведение с ее помощью расчетных исследований по определению типов армирующих элементов и мест их установки в пластмассу для повышения прочности протезов.

Для решения поставленной задачи используется одна из наиболее совершенных в настоящее время версий МКЭ - конечно-элементная интегрированная система прочностного анализа (ИСПА). В качестве конечного элемента был выбран шестиузловой изопараметрический объемный элемент. Геометрия объемного элемента определяется с помощью функций формы, каждая из которых записывается в виде соотношения:

$$\Psi_k = (\xi, \eta, \zeta) = 1/8 (1 + \xi_k \xi) (1 + \eta_k \eta) (1 + \zeta_k \zeta), \quad (1)$$

где ξ, η, ζ - безразмерные координаты, измеряемые в пределах от -1 до 1;

ξ_k, η_k, r_k - безразмерные координаты k -ого узла.

II) Схема разбиения базисного протеза верхней челюсти на конечные элементы, глобальная система координат, используемая при расчетах OXYZ представлены на рис.1.а), а вид шестиузловой конечного элемента на рис.1 б).

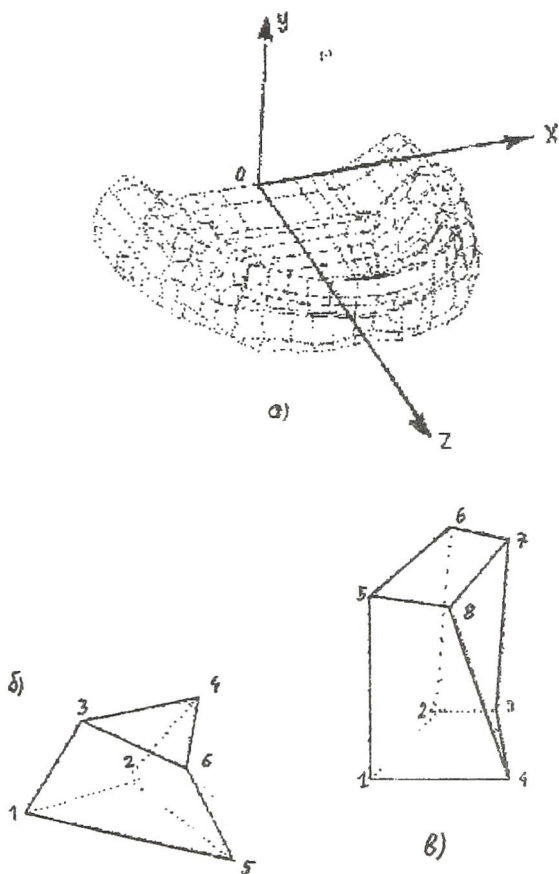


Рисунок 1 – Направление осей глобальной системы координат в протезе: шестизуловой (б) и восьмизуловой (в) конечные элементы

Конечно-элементный анализ конструкции протеза выполнен методом перемещений. Матрица жесткостей для протеза в целом получена после рассмотрения условий равновесия во всех узлах конечных элементов и учета граничных условий. Расчеты, представленные в работе, про-

водились для базисного протеза челюстей человека, выполненного из фторакса. Для расчетов протез был разбит на 988 конечных элементов. Граничные условия при расчетах были сформированы на основе данных, представленных в работе [2].

Следует отметить, что в случае объемного напряженно-деформированного состояния, которое реализуется в протезах, когда на их материал действует одновременно шесть компонентов напряжений, немаловажен выбор критерия прочности, с помощью которого оценивалась бы степень приближения этих напряжений к опасным. В данной работе для этих целей использовался критерий удельной потенциальной энергии формоизменения [3].

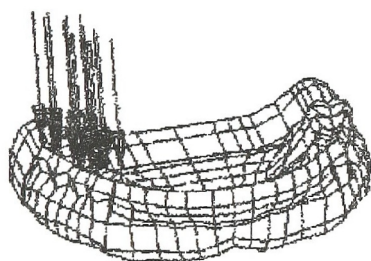
При расчете модели протеза использовались данные по нагружению зубов при пережевывании пищи, представленные в работе [4]. Для сравнительных расчетов был выбран один из самых тяжелых, с точки зрения нагружения, случаев - пережевывание сухарей жевательной группой зубов, либо их откусывание передними зубами. Распределенная нагрузка при этом прикладывалась к зубам в виде усилий P , как это представлено на рис.2.

Исходные данные. Необходимые для расчетов: модуль упругости E , коэффициент Пуассона ν , прочность пластмасс при растяжении, определялись на образцах, выполненных в виде стержней в эксперименте на растяжение по стандартной методике с использованием стандартного оборудования.

Расчеты показали, что при таких видах нагружения протез деформируется, а перемещения его точек сопоставимы с податливостью слизистой оболочки протезного ложа, представленного в работе [2]. Это свидетельствует о том, что расчеты нельзя проводить без учета этой податливости, а необходимо рассматривать систему "протез-слизистая оболочка". Именно такой подход использовался в данной работе, что позволило приблизить условия нагружения протезов к реальным.

Полученные при расчетных исследованиях данные показали, что во всех случаях нагружения наиболее напряженным местом в протезе является выемка в месте уздечки. Именно там наблюдаются максимальные напряжения, которые приводят к разрушению протеза, что подтверждается практикой протезирования. При этом случаи нагружения при пережевывании и откусывании практически равнозначны с точки зрения возникновения опасных напряжений в месте поломки. На рисунке 3 пока-

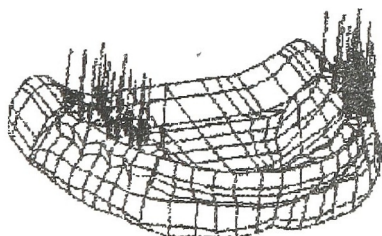
аны поля напряжений в реальном протезе, изображаемые с помощью различных черно-белых оттенков, где также приведена масштабная шкала оттенков. Эта же информация может быть представлена в виде изолиний (см. рис. 3). Нагляднее, а следовательно и более целесообразно, выводить информацию о полях напряжений в виде цветных распечаток с помощью лазерных и т.п. принтеров.



а)

$P=52,5 \text{ Н}$

$P=52,5 \text{ Н}$



б)

Рисунок 2 - Распределенная нагрузка P при жевании сухарей S одной стороны (а) и на двух сторонах (б)

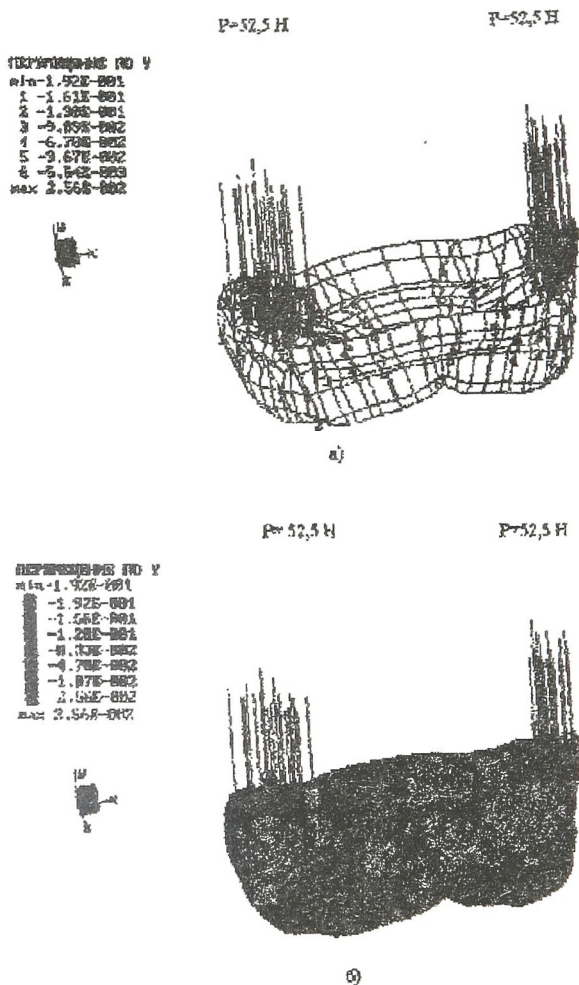


Рисунок 3 - Распределение перемещений в протезе в мм при жевании сухарей

Для более подробного анализа уровней возникающих напряжений, опасные места можно вывести на печать в более крупном масштабе.

Установлено, что максимальные напряжения в

“неармированном” протезе наблюдаются вблизи вершины уздечки верхней губы и составляют 0,243 МПа.

В процессе исследований изучалось : влияние формы уздечки; утолщения неба протеза на 1мм, упрочнения шести его передних зубов стальной перфорированной пластиной из 1Х18Н9Т трапецевидной формы толщиной 0,25мм, шириной, соответствующей ширине шести передних зубов, которая объединяет зубы в один жесткий пакет; введение стальной пластины в протез между четвертыми зубами; стальной пластины между седьмыми зубами и в передние 6 зубов; пластины в небе между четвертыми и седьмыми зубами и в шести передних зубах одновременно на НДС протезов. Форма уздечки “трансформировалась” из исходной - треугольной в трапецевидную двух типов (1 и 2). Результаты расчетов в удобной для анализа форме представлены в таблице.

Анализ показал, что наиболее опасным с точки зрения разрушения материала неармированных протезов исходной (базовой) формы, является область уздечки верхней губы, что подтверждается многочисленными поломками протезов в этом месте, наблюдающимися в клинической практике. Установлено, что в протезах без армирования (варианты 1,2, 3,4 в таблице) максимальные эквивалентные напряжения в пластмассе составляют 0,195 - 0,267 МПа, коэффициент запаса прочности при этом составляет 1,64 -1,32, соответственно. Это свидетельствует о том, что ни утолщение неба протеза, ни изменение выемки уздечки по сравнению с “базовой” конструкцией протеза не приводит к ее сколько-нибудь заметному упрочнению, так как указанных коэффициентов запаса прочности недостаточно для надежной работы протезов. Если учесть разброс прочностных характеристик пластмасс, применяемых для протезирования, то протез может сломаться очень быстро ($k \leq 1$), что и наблюдается на практике.

Введение стальных армирующих элементов в виде пластин в область неба между четвертыми зубами несколько увеличит коэффициент запаса прочности по напряжениям в пластмассе (до $k=1,8$ вариант 5), так же как и в случае введения таких пластин в шесть передних зубов и пластин между седьмыми зубами и в шесть передних зубов одновременно (k увеличивается до 1,96, варианты 6 и 7). Однако, и этого недостаточно, тем более, что введение пластин в область неба трудно осуществить технологически без увеличения его толщины, а это нежелательно с медицинской точки зрения.

Максимальные эквивалентные напряжения в протезах

№ варианта	Эквивалентные напряжения, $\sigma \cdot 10^{-1}$ МПа		Коэффициент запаса прочности		Мероприятия
	в пластмассе	в стальной пластине	по пластмассе	по стали	
1	2,43		1,32		Исходная конструкция
2	2,67		1,2		Изменение формы уздечки 1
3	2,2		1,45		Изменение формы уздечки 2
4	1,95		1,64		Утолщение неба на 1 мм
5	1,78	5,33	1,8	10,9	Стальная пластина между зубами 4-ми
6	1,97		1,62		Стальная пластина в 6 передних зубов
7	1,63	4,86	1,96	11,9	Пластина между 7-ми зубами и в передние 6 зубов
8	1,2	3,58	2,7	16,2	Пластина в уздечке и 6 передних зубах
9	1,41	4,22	2,27	13,7	Пластины в небе между 4 и 7 зубами и 6-и передних зубах

$$K = \frac{\sigma /}{\sigma}$$

Предел прочности стали IX18N9T / $\sigma = 58 \cdot 10^{-1}$ МПа

Предел прочности бесцветной пластмассы / $\sigma = 3,2 \cdot 10^{-1}$ МПа

Наилучших результатов удалось добиться при введении стальной армированной пластины, имеющей форму треугольника в области уздечки и шести передних зубов. При этом напряжения σ снизились до 0,12 МПа при $k=2,7$, т.е. существенно увеличивается прочность протезов и, следовательно, срок их службы. Именно такой вариант армирования был реализован на практике и показал свою эффективность.

В заключение следует отметить, что напряжения в стальных армирующих пластинах невелики во всех исследованных случаях и в 10,9 - 16,2 раза ниже допустимых для используемой стали. Это позволяет использовать их в клинической практике.

Таким образом, в процессе проведенных исследований разработана и реализована на ПЭВМ методика расчета МКЭ напряженно-деформированного состояния базисных протезов челюсти человека. С ее помощью исследовано НДС протеза верхней челюсти из пластмассы без армирующих элементов и с армированием стальными пластинами. В результате расчетов выбрана схема армирования протеза, которая увеличила его прочность в 2,25 раза по сравнению с исходной конструкцией. Она реализована на практике и показала свою эффективность, что подтверждено клиническими испытаниями.

Список литературы

1. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике.- М.: Мир, 1975.
2. Копейкин В.Н. и др. Руководство по ортопедической стоматологии. - М.: Медицина. 1993.
3. Малмейстер А.К., Тамуж В.П., Тетерс Г.А. Сопротивление полимерных и композитных материалов.- Рига: Зинатне, 1980.
4. Курляндский В.Ю. Руководство по ортопедической стоматологии.- М.: Медицина, 1978.